

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

EP04/11684



REC'D 04 NOV 2004
WIPO PCT

**PRIORITY
DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen: 103 49 091.4

Anmeldetag: 22. Oktober 2003

Anmelder/Inhaber: Carl Zeiss Meditec AG, 07745 Jena/DE

Bezeichnung: Beleuchtungseinheit für Funduskameras
und/oder Ophthalmoskope

IPC: A 61 B, G 02 B

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 22. September 2004
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Wallner

Beleuchtungseinheit für Funduskameras und/oder Ophthalmoskope

- Die vorliegende Erfindung betrifft eine optische Vorrichtung mit elektronischen oder fotografischen Bildsensoren zur Beobachtung und Dokumentation des Augenhintergrundes. Die Vorrichtung ist vorzugsweise für Funduskameras und/oder Ophthalmoskope vorgesehen. Die Diagnose von Erkrankungen des Augenhintergrundes kann dadurch sowohl für Untersucher als auch Patienten erheblich erleichtert werden.
- Bei den meisten nach dem Stand der Technik bekannten Funduskameras erfolgt sowohl die Beleuchtung als auch die Beobachtung und/oder Dokumentation durch die Pupille des zu untersuchenden Patientenauges. Diese wird dazu immer mehr oder weniger geweitet.
- Üblicherweise muss bei Nutzung einer Funduskamera die Pupille des Patienten medikamentös erweitert werden. Aus dem Stand der Technik ist bekannt, dass bei Beleuchtung des Augenhintergrundes mittels Infrarot-Licht (unsichtbar) keine Pupillenreaktion des Patienten eintritt und in einem abgedunkelten Raum eine Erweiterung der Pupille ohne Medikamentengabe eintritt. Dieses Prinzip wird bei den sogenannten „Non Mydriatic“-Funduskameras ausgenutzt. Wenn die Pupille ausreichend weit geöffnet ist, wird das Auge kurzzeitig mit weißem (sichtbarem) Licht beleuchtet um ein Abbild des Augenhintergrundes aufzunehmen. Bei einer „Non Mydriatic“-Funduskamera wird prinzipbedingt im Infrarot-Licht beobachtet und im weißen Licht mit kürzerer Wellenlänge das Ergebnisbild aufgenommen.

In der US 4,200,362 wird von O. Pomerantzeff ein Ophthalmoskop mit einem großen Beleuchtungsfeld beschrieben. In einer ersten Ausgestaltung sind um die auf der Kornea des Patienten anzuordnende Kontaktlinse zwei getrennte Ringanordnungen von Lichtfasern vorhanden, um eine möglichst große und gleichmäßige Ausleuchtung des Fundus zu erreichen. Da hierbei sowohl die Beleuchtung als auch die Beobachtung und Dokumentation des Fundus durch die Pupille des zu untersuchenden Auges erfolgt, muss die Pupille zu diesem Zweck extrem geweitet werden. Neben dem erforderlichen sehr präzisen Aufbau der Anordnung ist das Aufsetzen der Kontaktlinse auf die Cornea des zu untersuchenden Auges mit zusätzlichen Schwierigkeiten verbunden. Um Blendwirkungen zu vermeiden, ist die Kontaktlinse sehr genau auf die geweitete Pupille zu setzen.

In einer zweiten Ausgestaltung erfolgt die Beleuchtung des Fundus durch die Lederhaut (Sklera) des Auges. Von der Sklera wird das Beleuchtungslicht gestreut und leuchtet somit den gesamten Fundus aus. Da durch die Pupille nunmehr nur noch die Beobachtung und Dokumentation erfolgt, braucht diese nicht mehr bzw. nur noch geringfügig geweitet werden.

Nachteilig bei diesen Lösungen ist jedoch, dass Beleuchtung, Beobachtung und Dokumentation im Kontaktverfahren, d. h. durch Aufsetzen von Kontaktgläsern und anderen optischen Hilfsmitteln, erfolgt. Entsprechend hohe

Anforderungen werden hierbei an die Sauberkeit (Sterilität) der Kontaktflächen gestellt.

Von E. Svetliza wird in der US 5,966,196 ein Apparat zur Untersuchung des Augenhintergrundes vorgeschlagen, mit dem ein großer Bereich des Fundus ohne eine Scannbewegung betrachtet und dokumentiert werden kann. Auch hier sind zur Erzeugung einer gleichmäßigen Ausleuchtung des Fundus Lichtleitfasern in einer Ringanordnung um die Beobachtungsoptik vorgesehen. Durch Steuerung der Beleuchtungsquelle lässt sich die Beleuchtungsverteilung individuell anpassen.

Während die Beobachtung und Dokumentation ohne direkten Kontakt zur Cornea erfolgt, wird die Beleuchtung im Kontaktverfahren durch Aufsetzen der Faserenden auf die Kornea des zu untersuchenden Auges realisiert, um eine individuelle Anpassung an die Augenkrümmung, wie beispielsweise bei kleinen Kindern, zu ermöglichen. Bei der beschriebenen Lösung kann zwar auf die Verwendung pupillenerweiternder Mittel verzichtet werden, jedoch wirkt sich das Aufsetzen der Faserenden der Beleuchtungseinheit und die entsprechend hohen Anforderungen an die Sauberkeit (Sterilität) der Kontaktflächen als nachteilig aus.

Der vorliegenden Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde die Beobachtung und Dokumentation des Augenhintergrundes mittels eines ophthalmologischen Gerätes, insbesondere einer Funduskamera, dahingehend zu verbessern, dass die Belastungen und Risiken für den Patienten minimiert werden.

Erfindungsgemäß wird die Aufgabe durch die Merkmale der unabhängigen Ansprüche gelöst. Bevorzugte Weiterbildungen und Ausgestaltungen sind Gegenstand der abhängigen Ansprüche.

Bei einer erfindungsgemäßen Funduskamera erfolgt die Beobachtung wie üblich durch die Patientenpupille, welche jedoch nicht erweitert werden muss. Die erforderliche optische Anordnung zur Beobachtung und Dokumentation des Fundus entspricht der einer klassischen Funduskamera. Das dabei verwendete Beleuchtungsprinzip weicht jedoch von dem einer klassischen Funduskamera ab. Für die Beleuchtung kann, im Gegensatz zu non-mydriatic Funduskameras weißes Licht verwendet werden. Außerdem wird das Beleuchtungslicht nicht durch die Patientenpupille in das Patientenauge projiziert, sondern durch die Sklera.

Dabei wird das Licht der Beobachtungs- und Dokumentationslichtquelle über geeignete optische Systeme vorzugsweise in ein Lichtleitfaserbündel eingekoppelt. Der Lichtaustritt erfolgt im Bereich der Frontlinse der Funduskamera über zwei oder mehrere Endstücke des Lichtleitfaserbündels. Geeignete optische Projektionssysteme vor den Endstücken des Lichtleitfaserbündels projizieren das austretende Licht auf die Sklera des Patientenauges. Eine optimale Ausleuchtung des Fundus wird erreicht, wenn das Beleuchtungslicht im Bereich der pars plana, also zwischen dem

Ciliarkörper und der ora serrata, eingekoppelt wird, da hier die Transmission der Sklera für das zur Anwendung kommende Beleuchtungslicht relativ hoch ist.

- 5 Bei der erfindungsgemäßen Anordnung werden vorzugsweise zwei Faserendstücke verwendet, welche das Beleuchtungslicht im nasalen und temporalen Bereich des oben beschriebenen Teils der Sklera einkoppeln.

10 Mit einer auf dem erfinderischen Grundgedanken basierenden Funduskamera kann die Diagnose von Erkrankungen des Augenhintergrundes sowohl für den Untersuchenden als auch den Patienten erheblich erleichtert werden.

15 Die Erfindung wird nachfolgend anhand eines Ausführungsbeispiels beschrieben. Dazu zeigen

Figur 1: den Prinzipaufbau einer Funduskamera mit der erfindungsgemäßen Beleuchtungseinheit in einer Draufsicht und

20 Figur 2: eine Variante der genannten Funduskamera mit zusätzlicher Impulslichtquelle zur Dokumentation.

25 Die erfindungsgemäße Beleuchtungseinheit für Funduskameras und/oder Ophthalmoskope dient der Erzeugung einer gleichmäßigen Fundusausleuchtung mittels Durchleuchtung der Sklera. **Figur 1** zeigt den Prinzipaufbau einer Funduskamera mit der erfindungsgemäßen Beleuchtungseinheit in einer Draufsicht. Hierbei wird das von der Beleuchtungsquelle 1 emittierte Licht mittels optischer Hilfsmittel 2 in Lichtleitfasern 3 eingekoppelt, die bis in den Bereich der Frontlinse 4 von Funduskamera oder Ophthalmoskop reichen und deren Faserenden 5 so 30 ausgebildet sind, dass die Austrittsflächen mittels eines optischen Systems 5a auf die Sklera des zu untersuchenden Auges 6 projiziert werden und diese durchleuchten. Prinzipiell ist aber auch die Verwendung von Bündeln von Lichtleitfasern 3 möglich.

35 Vorzugsweise sind mindestens zwei einzelne bzw. Bündel von Lichtleitfasern 3 vorhanden und so angeordnet sind, dass das Beleuchtungsquelle 1 emittierte Licht die Sklera im nasalen und temporalen Bereich durchleuchtet. Dabei wird die optimale Ausleuchtung des Fundus 7 dann erreicht, wenn das Licht der Beleuchtungsquelle 1 im Bereich der pars plana, also einer im wesentlichen ringförmigen Fläche zwischen dem Ciliarkörper und der ora serrata (Retina), 40 eingekoppelt wird. Die optische Transmission der Sklera für das zur Anwendung kommende Licht der Beleuchtungsquelle 1 ist im Bereich der pars plana am größten und erreicht ca. 50 %. Im Gegensatz zu non-mydiatic Funduskameras wird hierbei weißes Licht verwendet.

45 Für Funduskameras und/oder Ophthalmoskope, die nur der Beobachtung des Fundus 7 dienen, ist eine Beleuchtungsquelle 1 für die kontinuierliche Beleuchtung der Sklera ausreichend. Hierbei kann vorzugsweise eine

geeignete, kontinuierlich strahlende Halogenlampe zum Einsatz kommen. Für Funduskameras und/oder Ophthalmoskope, die zusätzlich über Einrichtungen zur Dokumentation verfügen, ist neben der Beleuchtungsquelle 1 für die kontinuierliche Beleuchtung der Sklera eine zusätzliche Impulslichtquelle 8 für eine elektronische und/oder fotografische Dokumentation vorgesehen. **Figur 2** zeigt einen derartigen Prinzipaufbau. Hierbei wird das Licht der kontinuierlichen Beleuchtungsquelle 1 über optische Hilfsmittel 9 in die Brennebene der Impulslichtquelle 8 abgebildet.

10 Besonders vorteilhaft bei der erfinderischen Beleuchtungseinheit ist die Möglichkeit, dass die im Bereich der Frontlinse 4 befindlichen Enden 5 der Lichtleiter mit dem optischen System 5a zur Projektion unabhängig von der Position der Funduskamera separat oder gemeinsam bewegbar sind. Somit lassen sich beispielsweise bei exakt ausgerichteter Beobachtungseinheit die Ausleuchtungsverteilung auf dem Fundus verändern oder vorhandene Fehljustierungen der Beleuchtungseinheit korrigieren.

15 Mit der erfindungsgemäßen Anordnung wird die Diagnose von Erkrankungen des Augenhintergrundes sowohl für den Untersucher als auch den Patienten erheblich erleichtert.

20 Da die Beleuchtung des Fundus durch die Sklera erfolgt, ist eine Weitung der Patientenpupille auf medikamentösem Wege überflüssig. Der für die Beobachtung erforderliche Pupillendurchmesser von etwa 2 mm ist selbst bei 25 normaler Umgebungsbeleuchtung bei allen Patienten vorhanden.

Die Belastungen des Patienten durch die Anwendung pupillenerweiternder Mittel werden ebenso vermieden wie die mit dem Aufsetzen von Kontaktgläsern verbundene Risiken.

30 Ein weiterer wesentlicher Vorteil der erfindungsgemäßen Beleuchtungseinheit ist die äußerst gleichmäßige und großflächige Ausleuchtung des Fundus, so dass ein entsprechend großes Sehfeld des Fundus beobachtet und auch dokumentiert werden kann.

35 Im Gegensatz zu einer Beleuchtung durch die geweitete Pupille eines zu untersuchenden Auges werden an die Positionierung der Lichtleitfaserenden nicht so hohe Genauigkeitsanforderungen gestellt, da das Beleuchtungslight durch die Sklera gestreut und so über den gesamten Fundus verteilt wird.

40

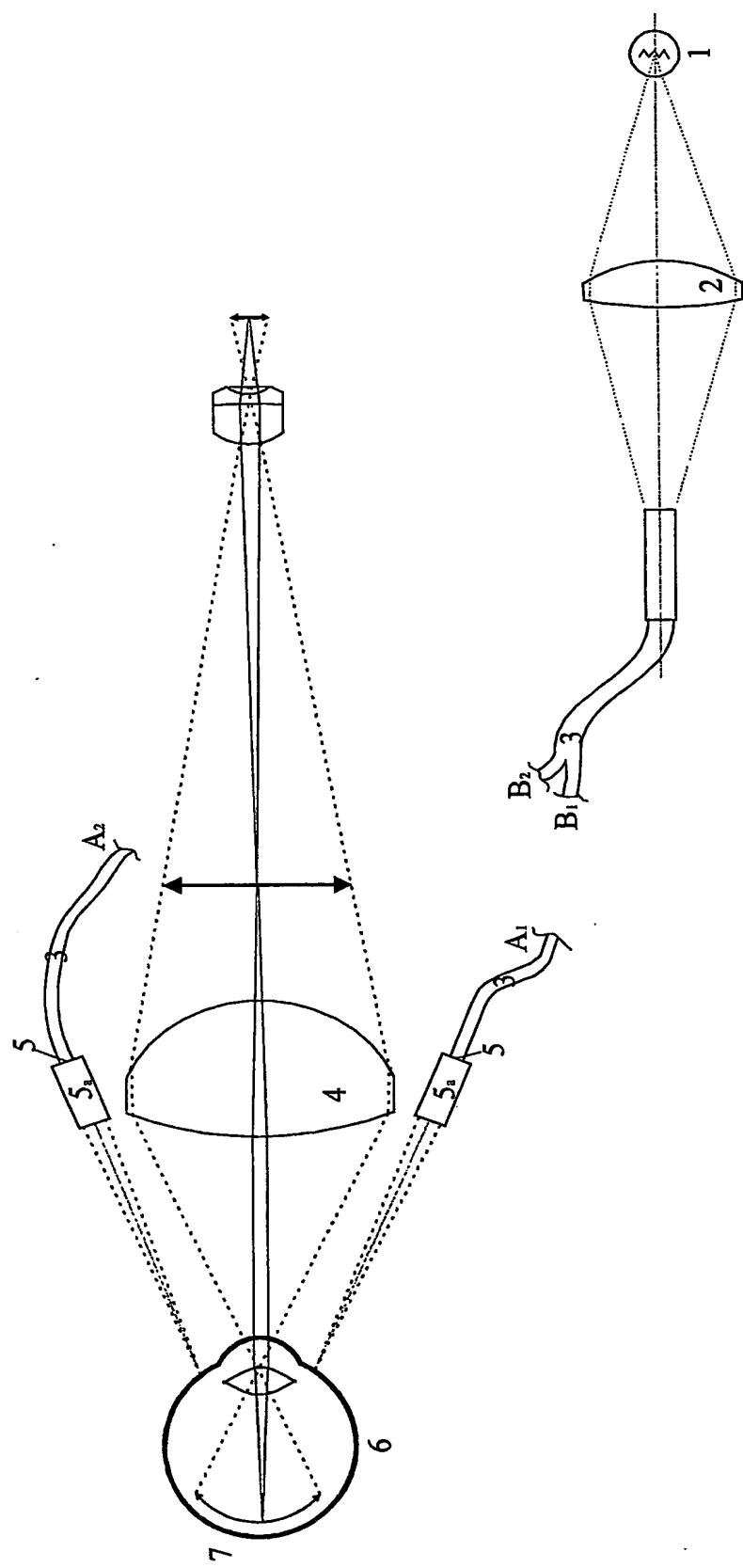
Patentansprüche

1. Beleuchtungseinheit für Funduskameras und/oder Ophthalmoskope, zur Erzeugung einer gleichmäßigen Fundusausleuchtung mittels Durchleuchtung der Sklera, bei der das von der Beleuchtungsquelle (1) emittierte Licht in einzelne Lichtleitfasern (3) oder Lichtleitfaserbündel eingekoppelt wird, die bis in den Bereich der Frontlinse (4) von Funduskamera und Ophthalmoskop reichen und deren Faserenden (5) so ausgebildet sind, dass das austretende Licht auf die Sklera des zu untersuchenden Auges (6) projiziert wird und diese durchleuchtet.
2. Beleuchtungseinheit nach Anspruch 1, bei der mindestens eine Lichtleitfaser (3) oder ein Lichtleitfaserbündel vorhanden und so angeordnet ist, dass das Licht der Beleuchtungsquelle (1) die Sklera im nasalen und temporalen Bereich durchleuchtet.
3. Beleuchtungseinheit nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei der neben der Beleuchtungsquelle (1) für die kontinuierliche Beleuchtung der Sklera zum Zwecke der Beobachtung eine zusätzliche Impulslichtquelle (8) für eine elektronische und/oder fotografische Dokumentation vorhanden ist, wobei das Licht der kontinuierlichen Beleuchtungsquelle (1) über optische Hilfsmittel (9) in die Brennebene der Impulslichtquelle (8) abgebildet wird.
4. Beleuchtungseinheit nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, bei der die im Bereich der Frontlinse (4) befindlichen Faserenden (5) der Lichtleitfasern (3) oder Lichtleitfaserbündel unabhängig von der Position der Funduskamera separat oder gemeinsam bewegbar sind.

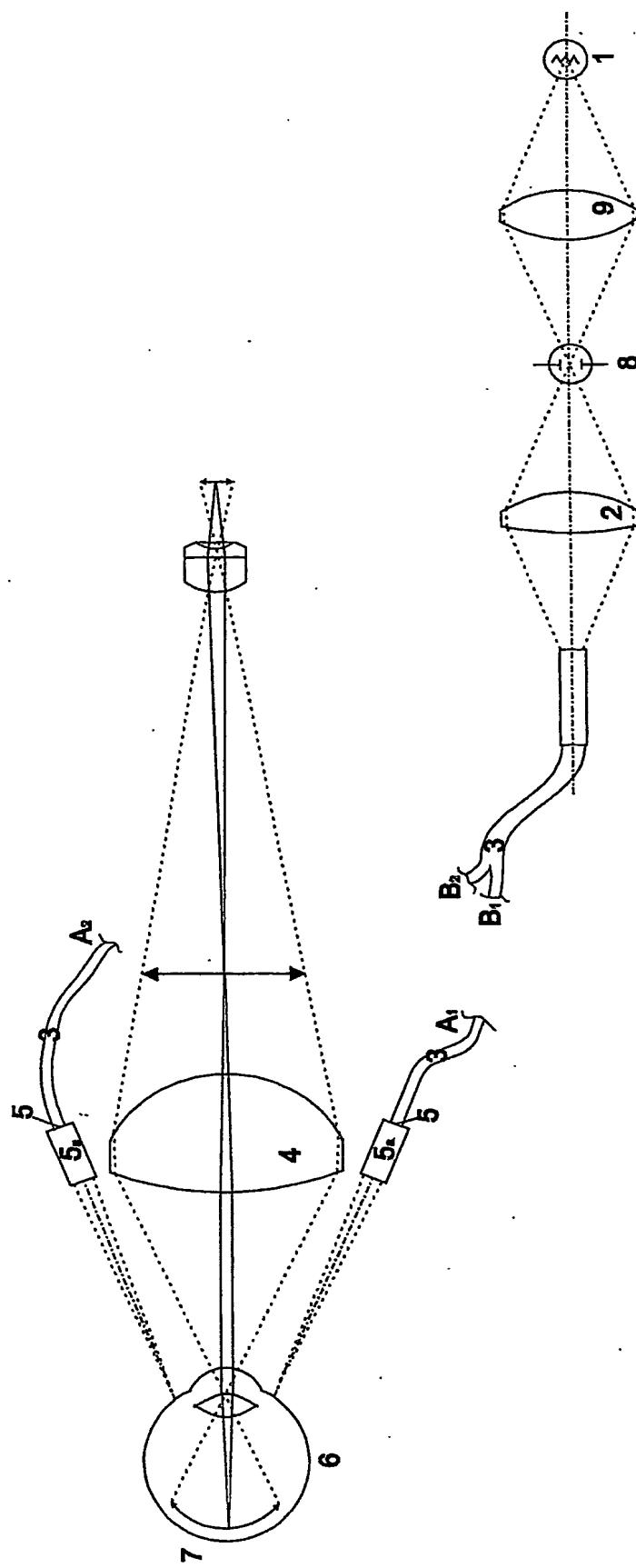
Zusammenfassung

Beleuchtungseinheit für Funduskameras und/oder Ophthalmoskope

- 5 Die vorliegende Erfindung betrifft eine optische Vorrichtung zur Beobachtung und Dokumentation des Augenhintergrundes und ist vorzugsweise für Funduskameras vorgesehen.
- 10 Bei der erfindungsgemäßen Beleuchtungseinheit für Funduskameras und/oder Ophthalmoskope, zur Erzeugung einer gleichmäßigen Fundusausleuchtung mittels Durchleuchtung der Sklera, wird das von der Beleuchtungsquelle emittierte Licht in einzelne Lichtleitfasern oder Lichtleitfaserbündel eingekoppelt, die bis in den Bereich der Frontlinse von Funduskamera oder Ophthalmoskop reichen und deren Faserenden so ausgebildet sind, dass das austretende Licht auf die Sklera projiziert wird und diese durchleuchtet.
- 15
- 20 Die Belastungen des Patienten durch die Anwendung pupillenerweiternder Mittel werden ebenso vermieden wie die mit dem Aufsetzen von Kontaktgläsern verbundenen Risiken. Ein weiterer wesentlicher Vorteil der erfindungsgemäßen Beleuchtungseinheit ist die äußerst gleichmäßige und großflächige Ausleuchtung des Fundus, so dass ein entsprechend großes Sehfeld des Fundus beobachtet und auch dokumentiert werden kann.



Figur 1



Figur 2